

## Tehnologija mamografij Technology in mammography

Lucijan Miklavčič

Radiološki oddelek, Ortopedska bolnišnica Valdoltra, Ankaran

---

**Povzetek:** Za optimizacijo tehnologije v mamografiji je potrebno kvantitativno preverjanje, ki ga mora obvladati radiolog. Menim, da masikateri radiolog, ki se ukvarja z mamografijo ne pozna zadovoljivo tega dela stroke. V prispevku so bile pregledno nakazane le tiste osnove, ki so po mojem mnenju najpomembnejše; nekatera področja so bila zaradi prostorske stiske namenoma izpuščena (priprave za kompresijo in pozicioniranje, naprava za avtomatsko ekspozicijo v radiografiji, kontrola in zagotavljanje kvalitete mamografa). Za poglobitev osnov in za specifične tehnične rešitve se moramo posluževati s sodobnimi strokovnimi viri, ki so bogato zastopani v strokovni literaturi.

**Ključne besede:** mamografija; tehnologija radiološka

**Abstract:** Optimization of technology in mammography requires of a radiologist that he is competent also in quantitative monitoring. I may say that a number of radiologists dealing with mammography are not sufficiently acquainted with its technological background. The article is limited to presenting the basics which are, from my viewpoint, most important; some of the fields of interest were left out due to the lack of space (compression preparations, positioning, an automatic exposure device, quality control and quality assurance of mammograms). In order to expand the knowledge of the basics and to be efficient in solving specific technical problems, we need to consult up-to-date technical literature and other sources.

**Key words:** mammography; technology, radiologic

---

### Uvod

Mamografija je posebna radiografska preiskava, ki omogoča prikaz mehkih tkiv dojke in njihovih patoloških sprememb za diagnostiko klinično že ugotovljenih sprememb ali za screening. Za kontrastno ločljivost mehkih tkiv mora mamografski sistem zagotavljati visoko kontrastnost anatomskih in patoanatomski struktur dojke, za prikaz mikrokalciacij pa mora imeti dobro prostorsko ločljivi-

vost pri nizkem šumu slike. Naštete tehnične zahteve moramo izpolniti pri kar se da nižji tkivni absorbirani dozi. Izpolnimo jih z izbiro primerne tehnične opreme in potrošnih materialov in z doslednim izvajanjem kontrole in zagotavljanja kvalitete. V naslednjih straneh so pregledno prikazana temeljna strokovna izhodišča, ki so potrebna za razumevanje optimizacije mamografske tehnologije.

### Kontrast tkiv

Tkiva lahko ločimo zaradi razlik pri atenuaciji snopa žarkov X. Razlike v atenuaciji tkiv

Naslov avtorja: Prim. mag. Lucijan Miklavčič, dr. med., Ortopedska bolnišnica Valdoltra, Radiološki oddelek, Jadranska c. 31, 6280 Ankaran, Slovenija.

dojke ne bi omogočale njihove kontrastne ločljivosti, če bi uporabljali napetosti v rentgenski cevi, ki jih uporabljamo običajno v radiografiji drugih anatomskih predelov. Za povečanje kontrastne ločljivosti mora biti napetost v cevi mamografa v intervalu med 22 in 35 kV. Zaradi tega posebnega napetostnega delovnega območja morajo biti nekateri deli mamografske cevi izdelani iz posebnih materialov anodna tarča (iz molibdena ali rodija, redkeje iz wolframa), izstopno okno za žarke X v ohišju cevi (vedno iz berilija) in filtri (iz molibdena ali rodija).<sup>1</sup>

Učinkovito emisijo rentgenskih žarkov in filtriranje snopa pri tako nizki napetosti v cevi dobimo le pri sodobni mamografski tehnologiji. Emisijski spekter wolframove anode ni najbolj primeren, zato imajo mamografi anodno tarčo največkrat iz drugih materialov. Večina mamografov ima anodno tarčo iz molibdena, nekateri pa tudi iz rodija; v emisijskem spektru anode iz teh materialov so močno zastopane špice karakteristične emisije. Karakteristične špice imajo v rodijevem emisijskem spektru višjo energijo ( $Ka=20,2\text{keV}$ ,  $Kb=23,2\text{keV}$ ) v primerjavi z molibdenovim ( $Ka=17,4\text{keV}$ ,  $Kb=20,0\text{keV}$ ). Rodijev emisijski spekter je primernejši za preboj žleznega tkiva v katerem je zmanjšan naravni kontrast tkiv zaradi zmanjšane vsebnosti maščobnega tkiva ali pa kadar gre za obilnejše dojke.<sup>2,3</sup>

Zelo pomembno je, da imajo izbrane kombinacije anodne tarče in filtra atenuacijo aluminija HVL (razpolovna debelina) okoli 0,3 mm v izbranem napetostnem delovnem območju. Le takšen izstopni snop žarkov X nam omogoča primeren kontrast tkiv pri sprejemljivi absorbirani dozi tkiv.<sup>4</sup>

### Radiografski prikaz kontrasta tkiv

Radiografija je projektivna slika, ki jo dobimo s homogenim snopom žarkov X (če izvzamemo nehomogenost snopa zaradi kvantnega šuma), ki se širijo premočrtno iz žarišča

radiogene cevi proti slikanemu objektu. V naslednjih vrsticah bomo definirali nekatere količine, ki nam bodo služile za definiranje kontrasta.<sup>1</sup>

Žarki naj imajo določeno intenziteto ( $I_0$ ). Po prehodu skozi slikani objekt vpadajo na ploskovni detektor slike (sistem folija film). Zaradi razlik v atenuaciji, ki zavisijo od atenuacijskih koeficientov in debelin posameznih tkiv, je različno oslABLJENA intenziteta emergentnega snopa žarkov X. Izberimo dve poljubni točki ( $T_1$ ,  $T_2$ ) na ravnini ploskovnega detektorja in v teh dveh točkah izmerimo intenziteto izstopnega sevanja ( $I_1$ ,  $I_2$ ). Delež prepuščanja žarkov skozi  $T_1$  je  $F_1=I_1/I_0$ , skozi  $T_2$  pa je  $F_2=I_2/I_0$ . Razmerje teh dve deležev  $C=F_1/F_2=I_1/I_2$  je neodvisno od  $I_0$  ( $I_0$  se manreč v enačbi ne pojavlja) in kot je razvidno iz gornje razlage, uplivajo nanj le razlike v atenuaciji, ki zavisijo od atenuacijskih koeficientov in debelin posameznih tkiv. Količina C je torej odvisna le od energijskega spektra incidentne rentgenske svetlobe in od strukture objekta.<sup>1</sup>

Običajno raje uporabljamo desetiško logaritmično vrednost tega razmerja  $\log C = \log I_1 - \log I_2$ . Logaritmično izražena količina C je namreč linearno sorazmerna črnitvi filma (kar je kontrast radiografske slike ali radiografski kontrast); zato definiramo količino  $\log C$  za svojstveni (ali naravni) kontrast objekta.<sup>1</sup>

### Vidno prikazan kontrast tkiv

Ravnokar definiran svojstveni kontrast objekta  $\log C = \log I_1 - \log I_2$  je na radiogramu lahko vidno prikazan kot radiografski kontrast, kadar sta absolutni vrednosti izstopnega sevanja takšni, da film nanju različno reagira. Krivulja črnitve (HD krivulja sistema folija/film) nam poda črnitev filma v odvisnosti od ekspozicije svetlobe, ki vpada nanj; naklon tangente na to krivuljo pa je sorazmeren reakciji filma.<sup>1</sup>

Pri  $\log C = \log 2 \approx 0,3$  gre za svojstveni kontrast iz dveh točk objekta, ki ga dobimo pri razliki atenuacije iz dveh točk objekta za 1 HVL. Absolutno razmerje jakosti sevanja teh dveh točk je torej 2:1. Pri  $\log C = \log 2^{1/2} \approx 0,15$  gre za svojstveni kontrast iz dveh točk objekta, ki ga dobimo pri razliki atenuacije iz dveh točk objekta za 1/2 HVL. Absolutno razmerje jakosti sevanja teh dveh točk je torej  $2^{1/2}:1 \approx 1,41:1$ . Pri večini sensitometrov je stopničasta ekspozicija filma takšna, da je višina koraka (step) enaka  $0,15 \approx 1/2$  HVL.<sup>1</sup>

Neodvisno spremenljivko na HD krivulji črnitve filma – relativno ekspozicijo – dobimo z visoko natančnostjo in reproducibilnostjo z 21 stopničnim sensitometrom (s korakom  $\log C = 0,15$ ). Odvisna spremenljivka je optična gostota (O), odčitamo jo z denzitometrom. Optična gostota je definirana kot  $-\log P$ , kjer je količina P transparenca (prosojnost) enaka frakciji intenzitet med prepuščeno in incidentno svetlobo. Takšna enota odvisne spremenljivke je bila izbrana, ker je linearno sorazmerna zaznavanju sive skale, gre torej za fiziološko enoto.<sup>1</sup>

Zaradi praktičnih razlogov je pri HD krivulji filma določen povprečni gradient črnitve filma (g) v predelu, kjer film maksimalno in linearno reagira. Povprečni gradient je definiran med točkama  $O_L = 0,45$  in  $O_H = 2,2$  in zajema torej interval  $DO = 1,75$ . Izračunamo ga, tako da delimo interval 1,75 z razliko  $\log C_H - \log C_L$ . Kadar za ekspozicijo filma uporabljamo 21 stopnični sensitometer (s korakom  $\log C = 0,15$ ) so neposredno določene le te diskretne vrednosti neodvisne in odvisne spremenljivke, željene vrednosti odvisne (0,45 in 2,2) in neodvisne spremenljivke določimo z linearno interpolacijo. Povprečni gradient mamografskega filma je višji od povprečnega filma standradnih radiografskih filmov, primerne so vrednosti okoli 3, primerneje je tudi če črnitev filma dosega višje vrednosti optične gostote (okoli 4). Zaradi te značilnosti potrebujemo pri interpretiranju mamogramov spot vizor s hiperlumnacijo.<sup>5</sup>

## Občutljivost sistema folija film

Občutljivost sistema folija film je določena z logaritmom ekspozicije s katerim dosežemo črnitev filma za vrednost optične gostote 1 nad osenom filma. Z določitvijo te točke (z linearno interpolacijo na HD krivulji črnitve filma) nam je omogočena primerjava občutljivosti med sistemi folija film, ki imajo različne oblike krivulj črnitve; ravno tako lahko sledimo spremembam občutljivosti istega sistema folija film, kadar pride do sprememb v kvaliteti razvijanja.<sup>6,7</sup>

## Program kontrole in zagotavljanja kvalitete

Omejil se bom le na kontrolo kvalitete filmskega razvijalnega aparata, ker se mora izvajati vsakodnevno pred pričetkom dela in ker se nanaša na predhodno definirane količine.<sup>6</sup>

V naši državi nimamo zakonske obveznosti za takšen program. Prepričan sem pa, da je tudi strokovno (ne)znanje na tem področju vzrok za neizvajanje programa za kontrolo in zagotavljanje kvalitete. Ker nimamo lastnega programa, ga lahko povzamemo iz protokolov mednarodnih inštitucij ali inštitucij iz drugih držav.<sup>6,7,8</sup>

V primerjavi s klasičnim radiografskim filmom, ki ima nanešeno emulzijo na obeh površinah, so običajni mamografski filmi enoslojni. Ker moramo na eni sami emulziji mamografskega filma doseči črnitve, ki so višje od črnitev, ki jih dosežemo na dveh emulzijah radiografskega filma, je emulzija mamografskega filma približno dvakrat debelejša od emulzije radiografskega filma. Zaradi tega je potrebno prilagoditi delovanje filmskega razvijalnega aparata, ki ga uporabljamo za razvijanje rentgenskih filmov. še bolje pa je, če priskrbimo mamografski razvijalni aparat. Kljub optimizaciji mamografskega sistema z mamografskim razvijalnim aparatom je potrebno dosledno vsakodnevno izvajanje izbranega programa kontrole in zagotavljanja

kvalitete. Namreč, zaradi specifičnih karakteristik enoslojnega mamografskega filma, že majhne spremembe v razvijalnem procesu povzročijo pomembno degradacijo kvalitete razvijanja.<sup>9</sup>

### **Resolucija-šum-absorbirana doza in izbira sistema folija film**

Kvaliteta radiografske slike ne more doseči kvalitete idealne slike že zaradi dejstva, da lahko radiografijo opravimo s končno visokim številom žarkov X. Sliko z idealno kvaliteto bi dobili le z neskončnim številom fotonov X, vendar bi bila doza neskončno visoka. že ta izhodišča kažejo, da so praktične rešitve kompromisne, kjer uporabimo primerno visoko število fotonov X, tako da so šum slike, resolucija, doza sprejemljivi za diagnostično uporabo.

Za natančne povezave med temi kvalitetnimi karakteristikami bi bila potrebna zelo detajlna analiza teh kvalitetnih karakteristik (krivulja MTF, Wienerjevi spektri), ki je preobsežna, da jo bi tu predstavili. Izluščimo pa lahko nekatere značilnosti, ki so v praktičnem pristopu k optimizaciji mamografskega sistema lahko zelo pomembne. Tako je mogoče zmanjšati prikazani šum na sliki z uporabo manj občutljivega filma (ob višji tkivni absorbirani dozi) ali z uporabo debelejših folij (z zmanjšanjem resolucije). Resolucijo sistema folija film najbolje izboljšamo, če uporabimo tanjšo folijo (ob višji tkivni absorbirani dozi) ali kvalitetnejši, manj občutljiv film (ob višji tkivni absorbirani dozi).<sup>7,10-12</sup>

### **Neposredna radiografska povečava**

Direktna radiografska povečava je specialna tehnika slikanja katere namen je boljši prikaz drobnih anatomskih struktur (kot so mikrokalcinacije) ali boljši prikaz kontur večjih anatomskih struktur na radiogramu (kot so

fokalne sence, ki jih želimo natančneje analizirati). Dosežemo jo tako, da oddaljimo objekt slikanja od detektorja slike. Pri tem je faktor povečave (M) geometrično določen z razmerjem med razdaljama žarišče-film (FF) in žarišče-anatomska struktura (FO).<sup>1</sup>

Geometrično neostrost konture objekta pa določa produkt med debelino fokusa (f) in (M-1). Sprejemljiva geometrična neostrost ne sme presegati ostalih neostrosti (predvsem neostrost folije), mora biti pod vrednostjo 0,1 mm. Zaradi tega je pri fokusu učinkovitega premera 0,1mm najvišji smislen faktor povečave 2.<sup>13</sup>

Z direktno radiografsko povečavo slikamo z ožje omejenim snopom žarkov X, tako da je izpostavljen žarkom X manjši volumen dojke iz katerega se sipa manjša količina sekundarnega sevanja. Zaradi spremenjene smeri sekundarnega sevanja in oddaljenosti dojke od kasete večina sipanja, za razliko od primarnega sevanja, ne vpada na površino filma, kjer se tvori slika. Zato je nesmiselna uporaba radiografskih rešetk pri tehniki slikanja z direktno radiografsko povečavo.<sup>1,14</sup>

### **Mamografske rešetke**

Z razvojem moderne tehnologije radiografskih rešetk, ko so se namesto aluminija začeli uporabljati organski materiali za prosojne rešetkine lamele, je postala smiselna uporaba rešetk tudi v mamografiji. Rešetkina lamela iz organskega materiala zadovoljivo prepušča primarni snop žarkov iz mamografa, te zahteve aluminijeva rešetka gotovo ne izpolnjuje (HVL mamografskega snopa je okoli 0,3 mm Al). Ker je razmerje med sipanjem in primarnimi žarki v snopu (Si/Pr), ki vpada na mamografsko kaseto nizka v primerjavi z običajnimi pogoji slikanja v radiografiji, hkrati pa gre za snop, ki ima nizko povprečno energijo, se v mamografiji uporabljajo rešetke, ki imajo nizko razmerje rešetke (R). Razmerje rešetke praviloma ne presega vrednosti

5, z njim dosežemo zadovoljivo znižanje razmerja Si/Pr pri nizkem Bucky faktorju.<sup>1,15</sup>

### Zaključek

Za optimizacijo tehnologije v mamografiji je potrebno kvantitativno preverjanje, ki ga mora obvladati radiolog. Menim, da masikateri radiolog, ki se ukvarja z mamografijo ne pozna zadovoljivo tega dela stroke.

V prispevku so bile pregledno nakazane le tiste osnove, ki so po mojem mnenju najpomembnejše; nekatera področja so bila zaradi prostorske stiske namenoma izpuščena (priprave za kompresijo in pozicioniranje, naprava za avtomatsko ekspozicijo v radiografiji, kontrola in zagotavljanje kvalitete mamografa). Za poglobitev osnov in za specifične tehnične rešitve se moramo posluževati s sodobnimi strokovnimi viri, ki so bogato zastopani v strokovni literaturi.

### Literatura

- Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. *Christensen's introduction to the physics of diagnostic radiology*. 3th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1984.
- Thilander Klang AC, Ackerholm PH, Berlin IC, Bjurstaam NG, Mattsson SL, MÅnsson LG, von Schéele C, Thunberg SJ. Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography. *Radiology* 1997; **203**: 348-54.
- Desponds L, Depeursinge C, Grecescu M, Hessler C, Samiri A, Valley JF. Influence of anode and filter material on image quality and glandular dose for screen-film mammography. *Phys Med Biol* 1991; **36**: 1165-82.
- Calicchia A, Gambaccini M, Indovina PL, Mazzei F, Pugliani L. Niobium/molybdenum K-edge filtration in mammography: contrast and dose evaluation. *Phys Med Biol* 1996; **41**: 1717-26.
- Hill SJ, Faulkner K, Law J, Starritt HC. Film viewing conditions in mammography. *Br J Radiol* 1997; **70**: 409-11.
- Nassivera E, Nardin L. Daily quality control programme in mammography. *Br J Radiol* 1996; **69**: 148-52.
- Schueler BA, Gray JE, Gisvold JJ. A comparison of mammography screen-film combinations. *Radiology* 1992; **184**: 629-34.
- Nassivera E, Nardin L. Quality control programme in mammography: second level quality controls. *Br J Radiol* 1997; **70**: 612-8.
- Eklund GW, Cardenosa G, Parsons W. Assessing adequacy of mammographic image quality. *Radiology* 1994; **190**: 297-307.
- Brink C, de Villiers JF, Lötter MG, van Zyl M. The influence of film processing temperature and time on mammographic image quality. *Br J Radiol* 1993; **66**: 685-90.
- Wojtasek DA, Teixidor HS, Govoni AF, Gareen IF. Diagnostic quality of mammograms obtained with a new low-radiation-dose dual-screen and dual-emulsion film combination. *Am J Roentgenol* 1990; **154**: 265-70.
- Vyborny CJ, Loo LN, Doi K. The energy-dependent behavior of noise Wiener spectra in their low-frequency limits: comparison with simple theory. *Radiology* 1982; **144**: 619-22.
- Huda W, Steinbach BG, Geiser WR, Belden CJ. Optimal technique factors for magnification mammography. *Invest Radiol* 1997; **32**: 378-81.
- Persliden J, Carlsson GA. Scatter rejection by air gaps in diagnostic radiology. Calculations using a Monte Carlo collision density method and consideration of molecular interference in coherent scattering. *Phys Med Biol* 1997; **42**: 155-75.
- Chan HP, Frank PH, Doi K, Iida N, Higashida Y. Ultra-high-strip-density radiographic grids: a new antiscatter technique for mammography. *Radiology* 1985; **154**: 807-15.